

Aus dem Institut für animalische Physiologie
Frankfurt am Main

Direktor: Prof. Dr. med. Karl Wezler

BESTIMMUNG DER STROMSTÄRKE DES BLUTES IN DEN KLEINEN
GEFÄßEN DES KANINCHENMESENTERIUMS AUS DER ERYTHROCY-
TENGESCHWINDIGKEIT

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin

der hohen Medizinischen Fakultät
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
zu Frankfurt am Main

vorgelegt von
Guntram Kehrle
aus Nofels / Feldkirch

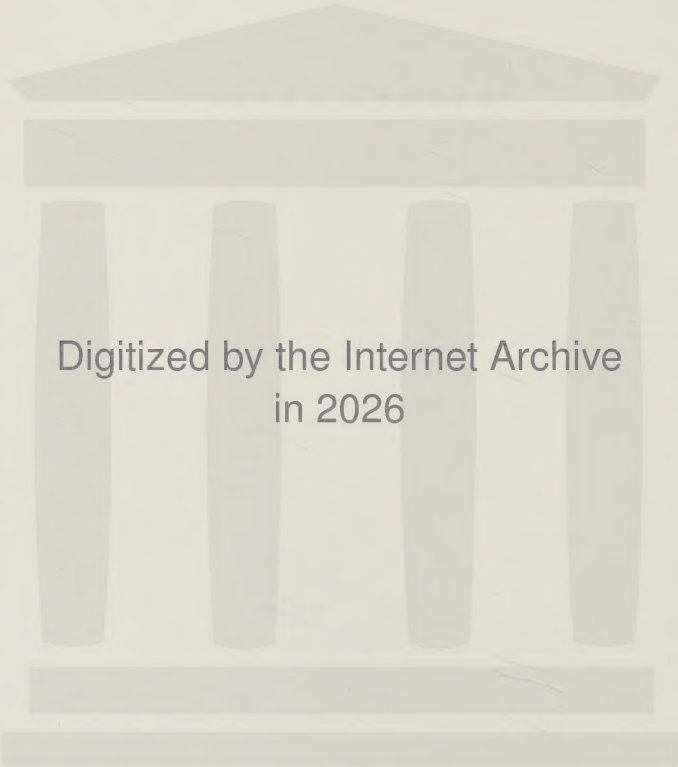
Frankfurt/Main 1963

1964



Dekan: Prof. Dr. Frey
Referent: Prof. Dr. Wezler
Korreferent: Prof. Dr. Heinecker
Mündliche Prüfung: 19.3.1964

Meinen Eltern



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Herrn Professor Dr. med. K. Wezler danke ich
für die Überlassung des Themas und für die
großzügige Unterstützung bei der experimen-
tellen Arbeit.

Herrn Dr. med. W. Röckemann sage ich für die
Beratung und Hilfe herzlichen Dank.

BESTIMMUNG DER STROMSTÄRKE DES BLUTES IN DEN KLEINEN
GEFÄßEN DES KANINCHENMESENTERIUMS AUS DER ERYTHROCY-
TENGESCHWINDIGKEIT.

Einleitung:

Eine Bestimmung der Stromstärke des Blutes in kleinen Gefäßen der Peripherie ist mit mechanischen Meßverfahren nicht möglich. Es sind verschiedene Verfahren zur Messung der Stromstärke oder der E r y t h r o c y - t e n g e s c h w i n d i g k e i t angegeben worden, jeweils zur Lösung bestimmter Aufgaben.

VOGEL, H. (1947): Kinematographische Verfolgung von Tuschkörnern in den Kapillaren der Katzenlunge.

LASZL, E. (1949): Messung der Kapillarströmung durch Ausmessung der Verschiebung der Erythrocyten an kinematographischen Aufnahmen (Messung an der Conjunctiva).

HOHLMANN, ZAHN und TÄRCHENDORF (1953): Zählung von Lichtimpulsen, die die blutsäule in Kapillaren an einer Punktblende erzeugt. Diese Methode wurde von H.R.HOLLER (9) für sehr eingehende Untersuchung der Kapillarströmung ausgebaut.

DOOST, I.W.L and BALHA, M.E. (1955): Stroboskopische Bestimmung (ohne Regi-

strierung) der mittleren Geschwindigkeit in den Kapillaren der Nagelfalz.

WIDMER, L.K. (1957): Kinematographische Verfolgung der Front einer Tuschesuspension in den Gefäßen des Kaninchenohres.

Der Charakter der untersuchten Stromgebiete und die physiologische Fragestellung erfordern jeweils Beschränkungen. Unsere Apparatur wurde zur Untersuchung der Leitungseigenschaften kleiner Gefäße entworfen.

Druckmessungen in den kleinsten peripheren Gefäßen würden ebenfalls eine physikalische Analyse erlauben, dabei jedoch starke Störungen setzen.

Zur Untersuchung der Systemeigenschaften ist eine fortlaufende Registrierung der Stromstärke aller physiologischerweise auftretenden Frequenzen notwendig. Ausreichende Genauigkeit bei der Amplituden- und Phasenregistrierung muß gewährleistet sein.

Die von uns verwandte Methode ist, wie wir feststellen mußten, bereits im Jahre 1915 von HURTHLE nach einer Überlegung von BULL angegeben und auch angewandt worden. Die Weiterentwicklung des Verfahrens und Prüfung sind offensichtlich unterblieben.

Prinzip:

Die Gefäße eines ausreichend lichtdurchlässigen Gewebes (Mesenterium) werden von einem Mikroskop auf einer Projektionswand abgebildet. Gelingt es, die Erythrocyten des strömenden Blutes in einem Spalt der Projektionswand scharf

abzubilden, und bewegen sich die Erythrocyten parallel zur Längsachse des Spaltes, so kann man auf einem senkrecht dazu bewegten Film Weg-Zeit-Kurven registrieren. Bedingung für die optische Anwendbarkeit des Verfahrens ist aber

- 1.), daß dieses bewegte Kontrastmuster eine genügende Ausrichtung in der Längsachse des Spaltes, also senkrecht zur Laufrichtung des Filmes, hat;
- 2.), daß eine feste Beziehung zwischen $J = V/t$ und der registrierten Lineargeschwindigkeit der Erythrocytenspuren bestehen ($V = \text{Volumen}$; $t = \text{Zeit}$).

ad 1.: Da die Flüssigkeitsbewegung in geraden Stücken genügender Länge bei der Dimension der kleinen Arterien und Arteriolen als laminar und rotationssymmetrisch anzusetzen ist, laufen die Erythrocyten für die Registrierung ausreichend lange in einem Stromfaden.

ad 2.: Durch den Einbau von Farbfiltern und entsprechende Lichtempfindlichkeit des Filmes lassen sich Streifenbilder noch bei einem Gefäßdurchmesser von 200μ gewinnen. Die auf dem Film entstehende Weg-Zeit-Schraffur entsteht in großen Gefäßen durch die Bewegung von übereinander gelagerten Stromlamellen; nur in den Kapillaren entspricht das registrierte Bild unmittelbar der Erythrocytenbewegung. Die Blutsäule wird hier als Stempel verschoben. Für mehrschichtige Erythrocytenbewegungen ist eine proportionale Beziehung zwischen der registrierten Lineargeschwindigkeit v und der Stromstärke J anzunehmen, wenn ein stabiles Stromprofil besteht und ein festes Verhältnis zwischen Stromprofil und Erythrocytenbild bei allen Bewegungen erhalten bleibt. Dies ist nachzuweisen.

bei der Durchleuchtung größerer Gefäßlumina liegen die Erythrocytenschichten in unterschiedlicher Entfernung vom Projektionsobjektiv. Setzt man eine gleich scharfe Abbildungsmöglichkeit aller Schichten voraus, so durchläuft das Abbild der objektivfernen Lamellen einen bewegten Raster, der bei ungerichteter Bewegung eine statistische Störung der Bewegungsbilder bewirken würde. Umgekehrt würde die Registrierung der objektivnahen Schichten durch eine ungerichtete Bewegung der entfernten Lamellen gestört. Die entfernten Schichten wirken als bewegte Lichtquelle.

Apparatur:

Die Apparatur besteht im wesentlichen aus einem Mikroskop und einem schnellaufenden Kymographion. (Abb.Nr.1)

Das Licht einer unter dem Versuchstisch montierten Quecksilber-Hochdruck-Lampe wird nach Durchlaufen von zwei Zeiss-Wärmeschutzfiltern durch einen Spiegel in einen weit verschiebbaren Kondensor mit langer Schnittweite geworfen.

Das an blauen und grünen Wellenlängen reiche Licht liefert besonders gute Kontraste gegenüber den im roten Bereich liegenden Erythrocyten. Das Projektionsmikroskop wurde fest auf dem Versuchstisch montiert. Das ganze Versuchstier wird auf einem kleinen Operationstisch gegen das Mikroskop bewegt. Der elektrisch geheizte Tisch läßt sich bei entsprechend gewählten Materialien an den Reibungsflächen und bei stabilen Tischbeinen leicht verschieben (polierte Messingfüße gegen harten glatten Kunststoffbelag).

Ein zunächst verwandtes schwenkbares Mikroskop hat sich wegen der notwendigen weiten Ausladung nicht bewährt.

Der Darm des Versuchstieres (unterer Dünndarm oder Duodenum) wurde nach Schnitt in der Linea alba ausgelagert und auf einem Pult aus Plexiglas unter Beachtung gleichmäßiger und geringer Druckanwendung auf den Gefäßstiel plaziert. Der Objektisch aus Plexiglas hatte einen doppelten Boden und wurde mit Wasser von ca. 39 Grad C. durchspült, um Wärmeverluste bei der Auslagerung des Darmes zu vermeiden. Während der Registrierung mußte die Durchspülung unseres Objektisches unterbrochen werden, damit keine Übertragung von Flüssigkeitsschwingungen eintreten konnte, da der großflächige Boden durch Druckstöße sehr leicht bewegt wurde.

Temperaturmessungen in der Flüssigkeit, die dem Mesenterium aufgelagert ist, mit einem Thermoelement ergaben keine Temperaturerhöhungen während des Versuches. Geringe Temperaturerhöhungen im Mesenterium gegenüber der aufgelagerten Flüssigkeit sind natürlich möglich, dürften aber wegen der sehr geringen Schichtdicke unwesentlich sein.

Gegen Austrocknung und Wärmeverlust wurden Darm und Mesenterium mit dünner Plastik-Folie abgedeckt, die über dem Untersuchungsfeld gefenstert wurde. Vom Objektiv tropfte Ringer-Lösung mit Kollidon-Zusatz auf das Mesenterium und wurde mit einer Wasserstrahlpumpe ständig am Rand des Tisches abgesaugt. (Das Mesenterium beginnt sonst zu schwimmen und verschiebt sich mit den Atembewegungen und synchron mit den arteriellen Puls.)

Bei sorgsamer Auslagerung des Darmes und Vermeidung von Auskühlung zeigt der Darm nur geringe Peristaltik. Atropin

war erst in hohen Dosen wirksam und schließlich überhaupt nicht mehr notwendig.

Die Projektionsoptik bestand aus einem Zeiss-Luminar 6,3 mit einer selbstgebauten Wasserimmersionskappe und einem Projektionsokular (4-fach), welches bei einem Abstand des projizierten Bildes von 150 cm eine 150-fache Gesamtvergrößerung ergibt.

Das nach oben projizierte Bild wurde durch ein Winkelprisma in die Horizontale umgelenkt und erlaubte die Verschiebung des Bildes in allen Richtungen. Zwischen Okular und Objektiv ist ein Dove'sches Umkehrprisma eingeschaltet, dessen Drehung in der Achse das Bild mit doppelter Winkelgeschwindigkeit dreht.

Das Bild kleiner arterieller Gefäße und Kapillaren wird so auf den Spalt des schnellaufenden Kymographions geworfen, daß die Gefäßachse parallel oder leicht geneigt zum Spalt verläuft. Die Erythrocyten und die hellen Plasmazwischenräume zeichnen auf dem Film ein Strichmuster mit einem Winkel von $\text{tg } \alpha = s/t = v$, bei leichter Neigung mit dem Winkel β $v = \text{tg } \alpha \cdot \sin \beta$. Die Neigung der Achse bedingt also eine Gleichung mit dem konstanten Faktor $\sin \beta$.

Theorie der Abbildung:

Die Abbildungsverhältnisse bei der Registrierung von Erythrocytenspuren bei größeren Gefäßen mit laminarem Stromprofil lassen sich überschlägig theoretisch darstellen

(die noch unveröffentlichte mathematische Darstellung ist von Herrn Dr. W. Röckemann).

In der Weg-Zeit-Schraffur auf dem Film entspricht der $\tan$ des Winkels, den die parallelen Spuren mit der Zeit-Achse bilden, der Lineargeschwindigkeit v . Faßt man das Feld der Einzelspuren als kollineare Vektoren auf, und stellt man das Weg-Zeit-Diagramm in der komplexen Gauß'schen Ebene dar, so kann man die Richtung und die Intensität (graphisch die Länge des Vektors) mathematisch unabhängig voneinander behandeln. Es erweist sich ein solcher Weg als notwendig, da die Richtung als Information $G e s c h w i n d i g k e i t$ als solche auch aus den tiefer gelegenen Stromfäden ungestört den Registrierfilm erreicht, die Intensität der Nachricht aus dem Gefäßinneren aber durch die durchlaufenden Schichten geschwächt wird. Die Schwächung der Erythrocytenbilder läßt sich bei der komplexen Darstellung der Geschwindigkeit jetzt als Schwächungsfunktion (Gewichtsfunktion durch Multiplikation) anschließen (Abb.Nr.2)

s = Weg der Erythrocyten auf dem Film

t = Zeit

Ort eines Erythrocyten, bezogen auf den Anfangspunkt: $a = (t; s)$

komplex ausgedrückt $\alpha = t + j s \quad j = \sqrt{-1}$

als Geschwindigkeit $v = 1 + j v$

Schwächungsfunktion entsprechend einer Lichtabsorption $c \cdot e^{-q a}$

c = Konstante

α = Exponentialkoeffizient

a = Weg

Registrierbild $\mathcal{A}$ aus der Entfernung a

$$\mathcal{A} = [t + j \cdot v(a)] \cdot e^{-\alpha a}$$

Das durch Addition der Einzelvektoren sich ergebende Gesamtbild entspricht im übrigen auch aus photographischen Gründen einer Vektoraddition. Zwei als isoliert registriert gedachte Erythrocytenlamellen bilden nämlich einen Raster, dessen rhombische Schwärzungsfelder in ihrer Hauptdiagonalen der mittleren Geschwindigkeit aus den Einzelgeschwindigkeiten entsprechen.

Die Mittelwertsbildung über den Geschwindigkeitsvektoren entspricht mathematisch der Integration über den komplex dargestellten Lineargeschwindigkeiten unter dem Spalt über den gesamten Gefäßdurchmesser.

$\mathcal{R}$ = gesamtes Registrierbild als Summe
der Einzelspuren

$$\mathcal{R} = \int_{a=0}^{a=a_{\max}} [t + j \cdot v(a)] \cdot e^{-\alpha a} da ;$$

Die mittlere Geschwindigkeit $\bar{v}$ errechnet sich dann aus der Relation des Imaginärteiles zum Realteil der Funktion.

$$\bar{v} = \frac{\text{Imaginärteil } (\mathcal{R})}{\text{Realteil } (\mathcal{R})}$$

Diese mittlere Geschwindigkeit $\bar{v}$ steht wie alle Lineargeschwindigkeiten in einem konstanten Profil in proportionaler Beziehung zur Gesamtstromstärke.

bei normalem Hämatokrit ist die Schwächung der Abbildung tiefer Schichten so stark, daß praktisch nur die oberen objektivnahen Schichten deutlich abgebildet werden. Man kann dies als den "Durchgriff" der Methode bezeichnen. Der Durchgriff ist durch die Wertigkeit der exponentiellen Schwächungsfunktion gegeben und muß konstant sein, wenn die Methode brauchbar sein soll.

Betrachtet man den Registrierfilm, so sieht man ein Feld von schwarzen und weißen Linien, die gegeneinander erkennbar, wenn auch gering geneigt sind. Aus diesem Vektorenfeld muß nun subjektiv der Mittelwert gebildet werden. Es ist nun gar nicht schwer und erstaunlich genau die Hauptrichtung des Feldes festzustellen, vor allem dann, wenn man das zu untersuchende Feld mit einem zweiten Feld paralleler Linien überdeckt und in gleiche Richtung bringt. Der Untersucher hat nämlich in diesem Falle nicht Richtungen, sondern Richtungs differenzen zu beurteilen. Zur Verdeutlichung der Verhältnisse mag man an das Richtungsfeld eines durch Eisenspäne dargestellten Magnetfeldes denken. Die Genauigkeit des Verfahrens geht aus der statistischen Untersuchung von Meßergebnissen dreier Untersucher hervor, über die wir später berichten. Das Auswertegerät ist in Abbildung 4 dargestellt. Im Folgenden sind die gemittelten Geschwindigkeiten des Erythrocytenbildes mit v^* bezeichnet.

Wir haben im allgemeinen unsere Registrierungen genau über der Mitte der Gefäße angefertigt. Gelangt man mit dem Spalt neben die Achse, so verändert sich die Geschwindig-

keitsverteilung und das Integrationsintervall. Es ist zu untersuchen, welche Störungen eine solche seitliche Abweichung, etwa durch leichte pulsatorische Lateralbewegungen, verursachen kann. In der Abbildung 3 sind die geometrischen Verhältnisse dargestellt. In der Richtung y laufen die abbildenden Lichtstrahlen; x bedeutet die Abweichung von der Mitte. Das paraboloides Strömungsprofil ist durch die Gleichung

$$v(r) = k (r^2 - r^2)$$

gegeben. Für die Lineargeschwindigkeit v in Abstände a von der Gefäßwand mit der Abweichung x von der Achse ergibt sich durch Rechnung $v(a;x)$ (siehe Abbildung 3). Gleichung für die Gefäßwandung innen:

$$y = \sqrt{R^2 - x^2}$$

Kreis der Stromfäden mit dem gleichen Abstand a von der Gefäßwandung in der Projektionsrichtung

$$y' = \sqrt{R^2 - x^2} - a$$

Daraus folgt:

$$r^2 = R^2 - 2 a \sqrt{R^2 - x^2} + a^2$$

Mit $v(r) = k (r^2 - r^2)$, der Gleichung für das paraboloides Stromprofil im Rohr kommt:

$$v(a;x) = k [2 a \sqrt{R^2 - x^2} - a^2]$$

$v(r)$ = Lineargeschwindigkeit eines Stromfadens

r = Abstand von der Rohrmitte

R = Rohrradius

y = Richtung der Projektion

x = Abstand von der Rohrmitte senkrecht
zur Projektion

$x'; y'$ = Hilfsgrößen (siehe Abbildung 3)

k = $\frac{2 J}{R^{4.7}}$ J = Gesamtstromstärke
durch das Rohr

Die Integration über $a = 0$ bis $a = a_{\max}$ mit einer Dämpfungsfunktion führen wir hier nicht aus, da für die zu beantwortende Frage gleichgültig. Man erkennt nämlich, daß im Ausdruck $\sqrt{R^2 - x^2}$ eine Kreisfunktion vorliegt, deren 1. Ableitung $\frac{d\sqrt{R^2 - x^2}}{dx}$ bei $x = 0$ ein Minimum hat. Eine geringe Lateralverschiebung stört die Genauigkeit der Registrierung nicht wesentlich.

Prüfung der Methode:

Nach der Prüfung der Methodik in ersten Tierversuchen und der Untersuchung der theoretischen Brauchbarkeit haben wir 6 Modellversuche an Glaskapillaren gemacht.

Glasrohr wurde auf kurzer Strecke zu Kapillaren mit einer dem Durchmesser kleiner Arterien vergleichbaren Dimension ausgezogen und mit Rinderblut durchströmt. Im Einstrom wurde der Druck mit einem Stathan-Element gemessen. Unter der Voraussetzung, daß in diesem System eine Linearproportionalität zwischen Druck und resultierender Stromstärke besteht, können die mit dem Kymographion registrierten Erythrocytengeschwindigkeiten mit der Stromstärke $dv/dt = J$ im Glasrohr verglichen werden. Eine Proportionalität zwi-

schen dieser Lineargeschwindigkeit und dem volumentransport ist ja Bedingung für die physiologische Anwendbarkeit. In der Abbildung 5 ist ein Versuch mit exponentiellem Abfall des Druckes dargestellt und Druck gegen Erythrocytengeschwindigkeit aufgetragen. Man erkennt, daß die Abweichungen von der gefragten Beziehung unsystematisch sind und einer statistischen Streuung entsprechen. Diese Abweichungen werden später behandelt. Insgesamt wurden 14 solche Versuche gemacht, sämtlich mit gleichem Ergebnis. Die registrierten Geschwindigkeiten sind wie der treibende Druck nicht in Absolutwerten tabelliert worden, da der Quotient nicht in Absolutwerten angesetzt werden kann. Die Lineargeschwindigkeiten liegen aber sehr genau in der gleichen Größenordnung wie die in den Tierversuchen, da mit der gleichen Filmgeschwindigkeit registriert wurde und die tg-Werte gleich lagen.

Wenngleich die hydraulische Theorie der Laminarströmung bei der guten Proportionalität für die Gleichströme (Wechselstrom sehr niedriger Frequenzen) und der Dimension der kleinen Blutgefäße und der Glaskapillaren fordert, daß auch für die physiologisch auftretenden pulsatorischen Strömungen eine exakte Registrierung möglich sein muß, haben wir doch die dynamischen Eigenschaften des Verfahrens experimentell überprüft. Aus einer Apparatur haben wir Stöße auf den Eingang unserer Glaskapillaren gegeben. Diesem Eingang wurde ein schwingungsfähiges System angeschaltet, sodaß nach Anwendung eines Rechteckimpulses eine pulsatorisch gedämpfte Schwingung der Blutsäule auftrat. Der Meniscus des Blutes lief gegen Silikonöl mit ei-

ner Viskosität von 1 Centi-Stoke. Es trat neben der Schwingung keine Gleichströmung auf. Die so gewonnenen Kurven des treibenden Druckes und der resultierenden Schwingung der Erythrocytensäule wurden registriert und dann nach Abtrennung eines Intervalles als periodische Funktion einer Fourieranalyse unterworfen. Dabei ergab sich für die Hauptfrequenz eine erstaunliche Phasentreue zwischen den Schwingungen, welche die Erythrocytenbilder in Relation zur Meniscusbewegung ausführen. Für die Hauptfrequenz von 37,5 Hz ergab sich zwischen dem Zentrum des Meniscus und dem Erythrocytenbild v^* eine Phasenverschiebung von $-0,7^\circ$, in einem zweiten Versuch von $+4,5^\circ$. Wenngleich die Prüfung der Methode mit Wechselströmen die Möglichkeit bietet, die Linearität zu prüfen, die Frage der Proportionalität zwischen der Stromstärke und den registrierten Erythrocytenbildern läßt sich weder hier noch durch die Beziehung zwischen Gleichdruck und Erythrocytenbewegung nachweisen. Die Frage nach der Gültigkeit des proportionalen Poiseuille'schen Gesetzes für die Strömung des inhomogenen Mediums Blut in engen Kapillaren wurde von zahlreichen Experimentatoren untersucht (2;6). Es besteht für höhere Geschwindigkeiten eine Linearität zwischen Druck und Stromstärke; die Beziehung ist aber nicht proportional und im unteren Geschwindigkeitsbereich auch nicht linear.

Wir haben daher in einem weiteren Versuch Erythrocytenbildgeschwindigkeit und Volumengeschwindigkeit in einer 140μ starken Glaskapillare verglichen. Dabei ergab sich, wie theoretisch zu erwarten, eine vollkommene Proportionalität (siehe Abbildung 6).

Statistischer Umfang der Streuung der Auswertung:

In Tabelle 1 sind die statistischen Größen der Auswertung von drei Untersuchern niedergelegt. Es wurde eine Strömung mit konstanter Geschwindigkeit in einer Glaskapillare ausgemessen.

Durch Schrägstellung des Capillarbildes gegen den Spalt gelang es, die Geschwindigkeit der Erythrocytenbilder über den ganzen Durchmesser gleichzeitig zu registrieren. Dabei bestätigte sich vollständig, daß, wie theoretisch zu fordern, die Bildgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der Abweichung von der Rohrmitte eine Kreisfunktion darstellt.

Tierversuche:

An insgesamt 20 Kaninchen haben wir an der Duodenalschlinge, meist aber an der letzten Schlinge des Ileum, an den kleinen Gefäßen des Mesenteriums Erythrocytengeschwindigkeiten bestimmt. Gleichzeitig mit dem Bild der peripheren Strömung wurde der zentrale, also der treibende Druck registriert. Denn bei gegebenem Druck und bei Kenntnis der resultierenden Strömung lassen sich durch Rechnung mit den zeitlich langsamen Vorgängen Aussagen über die Druck-Stromstärke-Beziehung machen. Durch eine Kalkulation mit den schnellen Vorgängen am Strom- und Druckpuls aber gewinnt man Kenntnis von der Pulsdynamik in der Peripherie. Unsere Druckkatheter haben wir zunächst in die Carotis eingeführt und bis an den Aortenbogen vorgeschoben. So gewinnt man die zeitliche Be-

ziehung zwischen dem zentralen Druck und der peripheren Stromstärke in einem Stromgebiet, welches etwas weiter vom Herzen abliegt als der überschlägig mittleren Leitungslänge entspricht. In späteren Versuchen (insgesamt 10) wurde der Katheter in die Arteria femoralis eingeführt und bis in die Mitte der Bauchaorta vorgeschoben. Die Lage der Katheterspitze konnte nach Beendigung des Versuches kontrolliert werden. Wir haben uns auf eine Lage der Katheterspitze von 2-3 cm unterhalb des Abganges der Arteria mesenterica superior beschränkt, da ein Hörschieben die Gefahr einer Verlegung des Arterienostiums mit sich gebracht hätte. Die Drucke wurden mit Polyäthylenkathetern von 0,86 mm Innendurchmesser und einer Länge von ca. 20 cm auf ein Stathamelement p 23 Gb übertragen. Der Druckkopf wurde mit abgekochter Ringer-Lösung gefüllt und der Katheter während der Registrierpause mit einer Ringer-Lösung, der polyäthensulfosaures Natrium zugesetzt war, durchspült. Die Flüssigkeit wurde über einen Dreiwegehahn mit einer Infusionspumpe von W.Schroeder (10) eingedrückt. Auch bei völliger Luftfreiheit, die bei Zweifeln auch während des Versuches kontrolliert wurde, traten in der Bauchaorta gegen Ende des Versuches häufig hohe systolische Spitzen auf, die Schleuderzacken durch Luftblasen im Katheter ähnlich sahen, die sich aber als Folge einer zunehmenden peripheren Widerstandserhöhung erwiesen. Die elektrische Ausgangsgröße des Druckverstärkers (Atlas-Werke) wurde durch ein Galvanometer auf den Film geschrieben. Eine Zeit-Schreibung wurde durch ein von einem Syn-

chronomotor getriebenes Segmentrad gesetzt. Die Tiere waren von einer Starling-Atempumpe künstlich beatmet, da sich der Blutdruck vor allem über den peripheren Widerstand durch Veränderung der Atmung leicht regulieren ließ. Zur Verlangsamung der Herzfrequenz wurde der rechte Vagus am Hals ohne Durchtrennung elektrisch gereizt. Stromstärke und Impulsfrequenz wurden der Reizantwort entsprechend variiert.

Ergebnisse:

Da sich durch Vagusreizung die Herzfrequenz schlagartig senken läßt, und da bei diesen Vaguspulsen sehr hohe Pulsamplituden durchlaufen werden, haben wir uns zunächst der Frage zugewandt, inwieweit zwischen dem Druck und der Stromstärke eine lineare oder proportionale Beziehung besteht. Wenngleich sich nämlich der periphere Puls für normale Pulsfrequenzen notwendig als Wechselstromphänomen erweist (Speicherung und Beschleunigung von Masse machen eine Phasenverschiebung zwischen den Druck- und Stromkomponenten), für die künstlich verlängerte Diastole sind sie zu vernachlässigen. In der Abbildung 7 sind die Stromstärke als Erythrocytengeschwindigkeit in einer Arteriole des Mesenteriums und der Druck in der Bauchaoorta dargestellt. Während der Systole und der Zeit einer physiologischen Diastole läßt sich ein unmittelbarer Zusammenhang zwischen Druck und Stromstärke nicht erkennen; in der späten Diastole laufen

Druck und Stromstärke in ähnlicher Form. Bildet man den Quotienten P/v^* , so zeigt dieser eine erstaunliche Konstanz während einer Zeit von $1/2$ sec.. Gegen Ende der verlängerten Diastole aber nimmt der Quotient plötzlich und deutlich zu. Es tritt diese Erhöhung des Quotienten P/v^* regelmäßig in einem Druckbereich von ungefähr 50 mm Hg ein. Die Größe P/v^* , die dem Widerstand des untersuchten Stromgebietes gegen Gleichstrom entspricht (ohne Absolutdimensionierung, da die Relation v^*/J nicht absolut anzugeben ist), erweist sich also außerhalb der schnellen Pulsphase und oberhalb des Druckes von ca. 50 mm Hg als konstant. Erhöht man den peripheren Gesamtwiderstand durch Gefäßverengung mit Adrenalin stark, so wird die gesamte frühe Diastole mit konstantem P/v^* durchlaufen; der Druckbereich von 50 mm Hg wird nicht erreicht. Dennoch kommt es in der späten Diastole zur Widerstandserhöhung, jetzt in einem höheren Bereich (siehe Abbildungen 8 und 9). Arbeitet man jedoch in einem Gebiet niedriger Drucke, so vergrößert sich der Wert P/v^* zeitlich früh, da der kritische Druckbereich schnell vom abfallenden Druck erreicht wird (siehe Abbildung 10). Unterhalb des kritischen Druckes von 50 mm Hg kommt es sichtbar zur Verlegung der Strömung in einzelnen kapillären Gefäßen, ein Vorgang, der für das Einzelgefäß einem kritischen Verschlußdruck entspricht. Die relative Konstanz des peripheren Widerstandes in der verlängerten Diastole ist ein Beweis dafür, daß im untersuchten Stromgebiet trotz Abfall des Druckes keine wesentliche Gefäßverengung eintritt; denn der Reibungswiderstand bei

laminarer Strömung ist mit dem Querschnitt einer kreisförmigen Strombahn im Poiseuille'schen Gesetz in der 4. Potenz verknüpft: jede Veränderung des Querschnittes muß also zu einer sehr ausgeprägten Widerstandserhöhung führen.

Über die schnellen Vorgänge der Systole und der normalen Diastole lassen sich solche Aussagen über Druck und Reibungswiderstand nicht machen. Registriert man in Arterien und Arteriolen eine normale Pulsfolge, so fallen qualitativ sofort zwei Dinge auf:

- 1.) der periphere Strömungspuls ist gegen den arteriellen Druck (in wechselndem Maße) zeitlich verschoben und zeigt fast ausschließlich eine große Amplitude;
- 2.) am Ende der Diastole herrscht eine fast konstante Stromstärke, auch wenn der zentrale Druck weiterhin fallende Tendenz hat.

Es sind diese beiden Tatsachen mit einem Gleichstromgesetz $J = \frac{P}{R}$, analog dem Ohmschen Gesetz, nicht zu erklären. Das System der peripheren Gefäße muß Eigenschaften haben, die einer Leitung entsprechen, die Wechselströmungen und -drucke anders als Gleichströmung und gleichmäßige Drucke überträgt. Die bloße Beobachtung der Strömung in den Kapillaren zeigt nun, daß hier die Strömung vollkommen oder nahezu vollkommen gleichförmig ist. Nur bei sehr niedrigen arteriellen Drucken, vor allem bei stärker beschädigten Tieren, tritt eine saccadierende Strömung ein, die auch mit Rückflußbewegungen in Arteriolen und kleinen Arterien verknüpft sein kann. Die Objektivierung dieser häufig beschrie-

benen und allgemein bekannten Tatsache durch eine Registrierung der Geschwindigkeit in Kapillaren, Venolen und Venen zeigt, daß auf der Strecke der kleinen Arteriolen bis an das Ende des arteriellen Gefäßbettes, zumindest aber bis in die Mitte des Kapillarbettes, der Strompuls geglättet wird; die überhöhten Arteriolen-Strompulse werden gedämpft.

In den Abbildungen 11 und 12 ist als Beispiel einer Registrierung der Erythrocytengeschwindigkeit in aufeinanderfolgenden Abschnitten des peripheren Gefäßbaumes ein Versuch ausgewählt, bei dem in den Kapillaren eine Pulsation der Strömung eben zu erkennen war. In der Abbildung 11 sind die Werte eines arteriellen Gefäßes von 40μ Innendurchmesser gegen die Werte einer Abzweigung von 25μ Innendurchmesser aufgetragen. Die arteriellen Druckwerte (gemessen 3 cm unterhalb des Abganges der A.mesent.sup.) stimmten für beide Registrierungen gut überein, sodaß nur der Wert der Registrierung über der 40μ -Arterie gezeichnet ist. Man erkennt die Phasenverschiebung der Stromstärke-Werte gegeneinander, die Dämpfung der höheren Harmonischen, vor allem aber die Anhebung der Gleichstrom-Komponente im distalen Gefäß.

Die Werte einer Fourieranalyse sind in der Tabelle 2 angegeben. Bildet man die Quotienten aus dem treibenden Druck und der peripher resultierenden Stromstärke (v^*/P), so fällt für beide Strompulse die stärkere Übertragung der höheren Frequenzen des Pulses auf. In der Relation $\tilde{v}^*/\sqrt{v^*}$, dem Anteil aus der Wechselstrom- und der Gleichstrom-Komponente,

erkennt man die nach distal zunehmende Dämpfung der Wechselstromkomponente.

In der Tabelle wurden $\bar{v}^*$ und $\bar{v}^*$ auf ihre zentralen Drucke bezogen.

In der Abbildung 12 sind eine Arteriole von 20μ Innendurchmesser und eine arterielle Kapillare in ihren Registrierwerten wiedergegeben. Auch hier findet sich die Dämpfung der Wechselstromkomponente nach peripher zu; sie ist vor allem in den Harmonischen zur Grundfrequenz ausgeprägt. Die Amplituden der Stromharmonischen selbst sind (bezogen auf die Druckkomponente, also v^*/p) bereits gegenüber den Werten des größeren Gefäßes der Abbildung 11 kleiner.

Die Phasenwinkel der Stromharmonischen gegenüber dem treibenden Druck sind nur für die Grundwelle angegeben, da die Winkel nur bei ausreichenden Amplituden durchgehend genau zu berechnen sind. Die Winkel bedeuten sämtlich, wie physikalisch notwendig, die Nachteilwinkel der Strömung hinter dem Druck.

Setzt man Vergleiche zwischen den Werten der Arteriole von 40μ und der von 20μ (Abbildungen 11 und 12), so fallen die höheren Wechselstromkomponenten in der kleineren Arteriole auf, dem bisher aufgezeigten anscheinend widersprechend. Der periphere Gefäßraum verhält sich selbstverständlich in einer Gruppierung nach Größenordnung der Gefäßquerschnitte nicht einheitlich. Es ist auch physikalisch möglich, daß sich in einem Aufzweigungsgebiet mit der allgemeinen Tendenz der Dämpfung von Wech-

selbststromkomponenten in einzelnen distalen Abschnitten höhere Wechselströme als proximal finden. Auf die speziellen Ursachen haben wir in der Diskussion einzugehen.

Diskussion und Zusammenfassung:

Die zeitliche Beziehung zwischen dem registrierten Druck in der Aorta und der peripheren Stromstärke, bei der Darstellung durch Sinusschwingungen gegeben durch die Phasenbeziehung, kann ohne Kenntnis der Leitungseigenschaften der größeren Arterien des Mesenteriums nicht quantitativ diskutiert werden. Es wird auch bis zu den untersuchten kleinen arteriellen Gefäßen von der Pulswelle eine Strecke durchlaufen, die stark unterschiedlich strukturiert ist. Während in der großen zuleitenden Arterie die Masse in ihrer Relation zur Elastizität die Pulswellengeschwindigkeit bestimmt, ist in den kleinen Aufzweigungen die Beziehung zwischen Elastizität und Reibungswiderstand maßgebend. Die hohe Stromwelle in den kleinen arteriellen Gefäßen der Peripherie ist aber auch ohne nähere Kenntnis der Pulsumformung in der großen Arterie ein auffälliger und wichtiger Befund. Die hohen Wechselstromkomponenten im peripheren Strompuls fehlen nämlich im Puls der Kapillaren; lediglich die Grundwelle des Pulses ist im Kapillarstrom gering nachweisbar.

Die Volumina des Wechselstrompulses am Eingang der Peripherie müssen daher im peripheren Gefäßraum gespeichert werden. Nur die Speicherung gegen die jeweiligen peripheren Teilwiderstände kommt als Ursache in Frage. Es ist nicht vollständig richtig, von einem peripheren Windkessel zu sprechen, da die Glättung der Pulswelle nicht in einem umschriebenen Gefäßabschnitt lokalisiert werden kann. Auf diese notwendige begriffliche Präzisierung haben bereits K. GREVEN und H. FEDERSCHILL im Jahre 1939 bei der Untersuchung des peripheren Klothysmogramms hingewiesen. Wenn in den peripheren kleinen arteriellen Gefäßen und im Kapillarbett eine Glättung der Stromwelle (entsprechendes gilt notwendig für die zugeordnete Druckwelle) eintritt, dann kann diese aber nur durch eine Volumenpulsation der Gefäßrohre bedingt sein.

Wendet man auf den peripheren Gefäßwiderstand das Poiseuille'sche Gesetz an, so muß eine Querschnittsänderung der Gefäße im Pulsrhythmus eine Widerstandsänderung zwangsläufig zur Folge haben. Widerstandsänderung und Speicherung sind also zwingend miteinander verknüpft.

Im methodischen Teil haben wir die Frage der Beziehung zwischen der Geschwindigkeit des Erythrocytenbildes und der Volumengeschwindigkeit in einem starren Glasmodell für Gleichströme und auch für Wechselströme untersucht. Die dort theoretisch zu fördernde Proportionalität konnte experimentell nachgewiesen werden.

Für die verlängerte Diastole konnten wir zeigen, daß Druck.

und Stromstärke nach dem Ablauf der schnellen Veränderungen in der Systole und dem Anfang der Diastole zueinander proportional stehen, obgleich bei solchen Pulsen ein hohes Druckintervall durchlaufen wird. Diese bei allen Prüfungen der Peripherie sich ergebende Proportionalität zwischen Druck und Stromstärke (für Wechselstromvorgänge niedriger Frequenz) könnte im Widerspruch zur Tatsache der starken Dämpfung der Stromwelle in der Peripherie stehen, denn die Volumenspeicherung durch Gefäßdehnung müßte eine deutliche Widerstandsänderung zur Folge haben.

Stellt man zunächst den Umstand, daß der periphere Gefäßraum aus sehr zahlreichen Parallelverzweigungen besteht und die in Reihe liegenden Abschnitte wellenförmig vom Puls durchlaufen werden, zurück, so ergibt sich die der Volumenspeicherung zugeordnete Kapazität als die Größe $\frac{dV}{dP}$ (der reziproke Wert des Volum-Elastizitäts-Moduls). Diese Kapazität, die im Zusammenwirken mit dem Reibungsverlust die Speicherung und damit Dämpfung bewirkt, ist bei kleinen Gefäßpulsationen als konstant anzusetzen. Sie ist auch vorhanden, ohne ihren Wert zu ändern, wenn die Pulsation als eine beliebig kleine Größe auftritt.

Der zu beachtende Reibungswiderstand geht aber in die Rechnungen nicht als Differentialquotient, sondern in seiner Absolutgröße und seiner Relativänderung ein. Die prozentuale Widerstandsänderung durch Querpulsation der Gefäße geht bei sehr kleinen Pulsationsausmaßen gegen Null.

Sind also die Querschnittsveränderungen an den kleinen arteriellen Gefäßen der Peripherie sehr klein, so kommt es

kaum zur Widerstandsveränderung; die Dämpfung durch Speicherung bleibt aber unverändert.

Eben diese Verhältnisse sind in der Peripherie gegeben: Die Widerstandsänderung ist sehr klein, trotzdem ist eine Speicherung vorhanden.

Wir konnten bei unseren Versuchen an den Arteriolen keine Querschnittspulsationen während des Pulszyklus beobachten. Diese zunächst mit dem Auge gemachte Feststellung wurde von H. SFAHN am gleichen Präparat durch objektive Registrierung bestätigt: Bei Änderung des Druckes über längere Zeiten kommt es zu ausgeprägten Querschnittsänderungen, bei den kurzen Druckstößen durch den arteriellen Puls nur zu sehr geringen, nicht objektivierbaren Querpulsationen.

Die Verringerung der Wechselstromwelle in der Peripherie geschieht nicht in einem lokalisierbaren, als Windkessel zu bezeichnenden Abschnitt, sondern auf der ganzen Strecke der distalen Gefäße. Auch aus diesem Grunde tritt die pulsatorische Widerstandsänderung gegenüber den Dämpfungseigenschaften zurück. Durch Verlängerung eines Rohres, mit über die ganze Länge verteilten Speichereigenschaften, nimmt die Dämpfung, gemessen zwischen Eingang und Ausgang, zu, die Widerstandsänderung aber ab. Der experimentelle Befund der Proportionalität zwischen Druck und Stromstärke und die Tatsache der Volumenspeicherung in der Peripherie während des Pulszyklus führt also nicht zu einem Widerspruch.

An einzelnen Gefäßen kann man eine Verstärkung der Wechselstromanteile in Relation zu den Werten der Zuleitung beo-

bachten. Es ist wahrscheinlich, daß lokalisiert druckpassiv bedingte Widerstandsänderungen vorkommen, zum Beispiel an sphinkterartigen Gefäßabzweigungen. Der Anteil dieses Fehlers kann aber nicht groß sein, da die Dämpfung für die Peripherie insgesamt bestehen bleibt. Die Überhöhung der Wechselstromanteile ist eine charakteristische Eigenschaft am Eingang eines jeden Speichergliedes, denn hier ist der Wechselstromwiderstand kleiner als der Gleichstromwiderstand.

TABELLE Nr. 1

Statistische Streuung der Messungen von drei Untersuchern:

Vp	α	n	$\bar{x}$	$x_{\max}$	$x_{\min}$	s	v
Th	ca. 60°	69	210,5	212	202	4,91	2,33
R	ca. 60°	34	199	241	212	6,14	3,08
Kö	ca. 60°	25	193,56	204	183	6,1	3,15

Registrierung einer Erythrocytenströmung in einer Glaskapillare mit niedrigem Hämatokrit, also stark streuenden Stromlinien.

Die Untersucher Kö und Th hatten bis dahin niemals ausgemessen. Die Mittelwerte $\bar{x}$ zeigen daher eine systematische Abweichung.

α = Winkel der Spuren auf dem Film

n = Zahl der Meßpunkte

$\bar{x}$ = Mittelwert der Geschwindigkeiten

s = Standardabweichung

v = Streuungskoeffizient (= Stand. Abw. bezogen auf
den Mittelwert)

$x_{\max}$ = Maximalwert

$x_{\min}$ = Minimalwert

TABELLE Nr. 2

Analysenwerte zu den Abbildungen Nr. 11 und Nr. 12.

v^* und P in Abbildungswerten.

	Harmonische	v^*/P	$\bar{v}^*/\bar{v}^* \times \bar{P}/\bar{P}$	Winkel zwischen P und J der 1. Harmonischen = Grundwelle
Arteriole von 40μ Innen-Durchmesser	1	1,89	1,62	7,9°
	2	3,05	2,47	
	3	3,50	2,99	
	Gleichstrom	1,17		
Arteriole von 20μ Innen-Durchmesser	1	1,41	1,09	17,7°
	2	1,85	1,43	
	3	2,42	1,88	
	Gleichstrom	1,29		
Arteriole von 20μ Innen-Durchmesser Tetarteriole	1	0,808	2,7	23,5°
	2	1,07	3,57	
	3	0,218	0,73	
	Gleichstrom	0,3		
Capillare dazu	1	0,241	1,19	61,6°
	2	0,381	1,89	
	3	0,409	0,202	
	Gleichstrom	0,202		

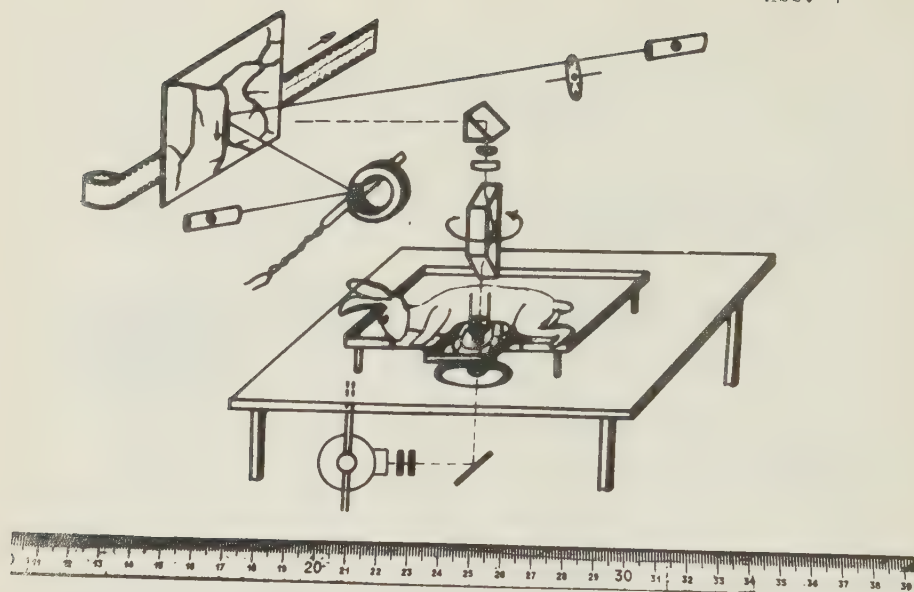


Abbildung Nr. 1

Schematische Darstellung der Apparatur. Siehe Text.

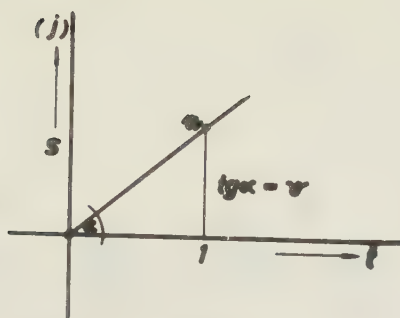


Abb. Nr.2

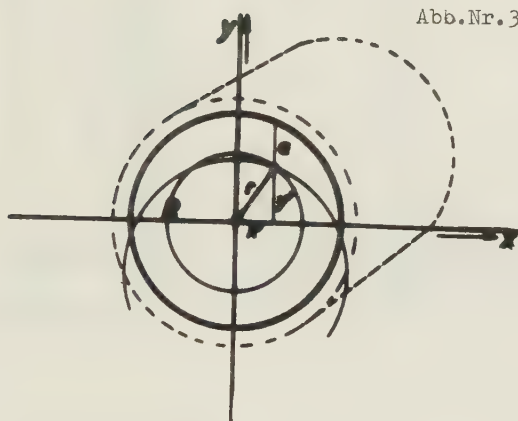


Abb.Nr.3

Abbildung Nr. 2

Komplexe Darstellung der Stromlinienbilder.

Abbildung Nr. 3

Darstellung der Beziehung zwischen Projektion und Ort im paraboloiden Stromprofil.

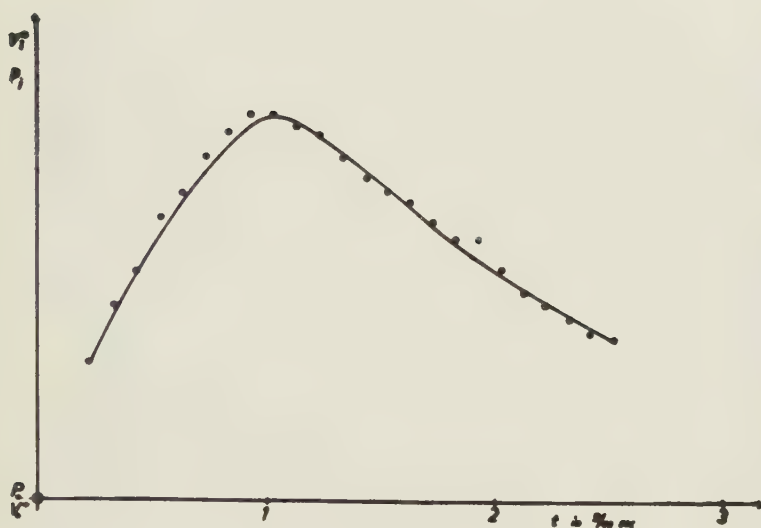


Abbildung Nr. 5

Eichversuch an einem Glasrohr. Treibender Druck und Geschwindigkeit des Erythrocytenbildes v^* sind gegen die Zeit aufgetragen. In der langsamen Phase, dem Druckabfall, erkennt man die Proportionalität zwischen Druck und v^* . Die Abweichung beim Druckanstieg ist ein Phasenfehler in der Druckmessung.

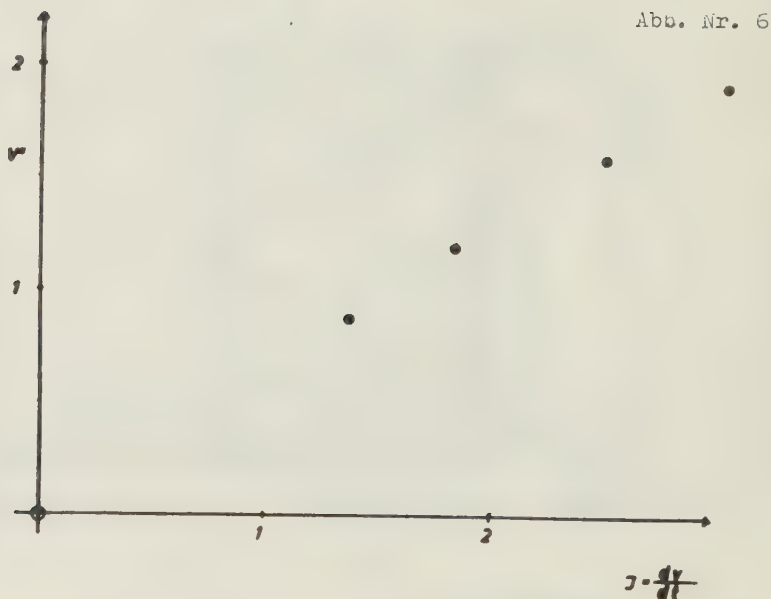


Abbildung Nr. 6

Darstellung der proportionalen Beziehung zwischen der Stromstärke J und v^* . Siehe Text.

90/2/2

Abb. Nr. 7

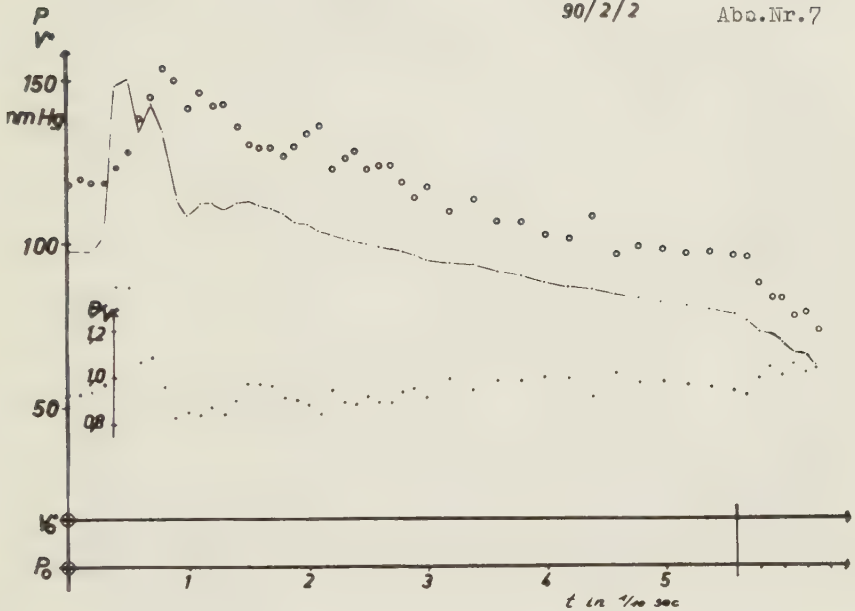


Abbildung Nr. 7

Darstellung des Druckes in der Bauchorta (---) und der Stromstärke (Erythrocytengeschwindigkeit v^*) in einer Arteriole von 50μ gegen die Zeit.

Gegen eine zweite Ordinatenskala sind die Quotienten (.....) in zeitlicher Zuordnung dargestellt.

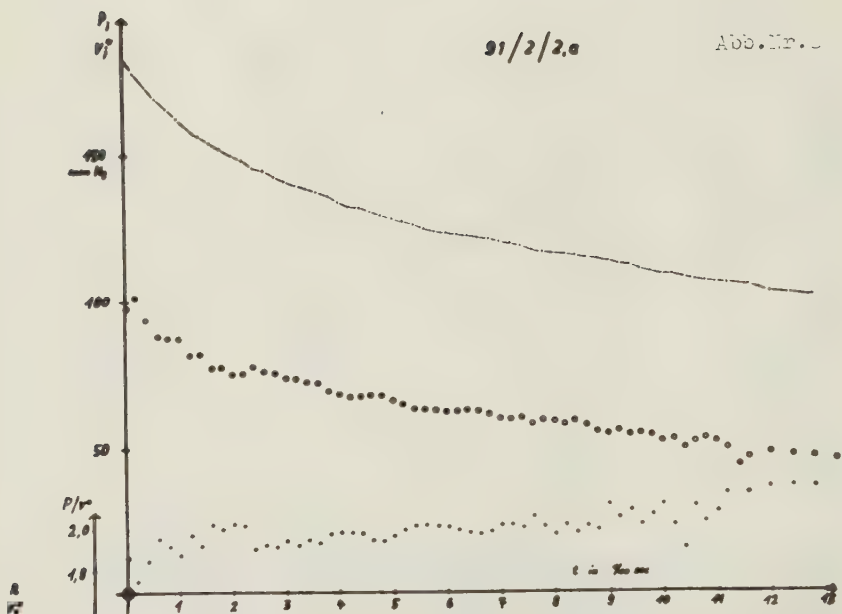


Abbildung Nr. 8

Verlängerte Diastole nach Gabe von Adrenalin, erster Puls nach Vagusreiz. Druck in der Bauch-aorta (-.-.-.-), Stromstärke v^* einer Arteriole von 30μ Innendurchmesser (.....) und Quotient aus Druck und Erythrocytengeschwindigkeit P/v^* (.....). Siehe Text.

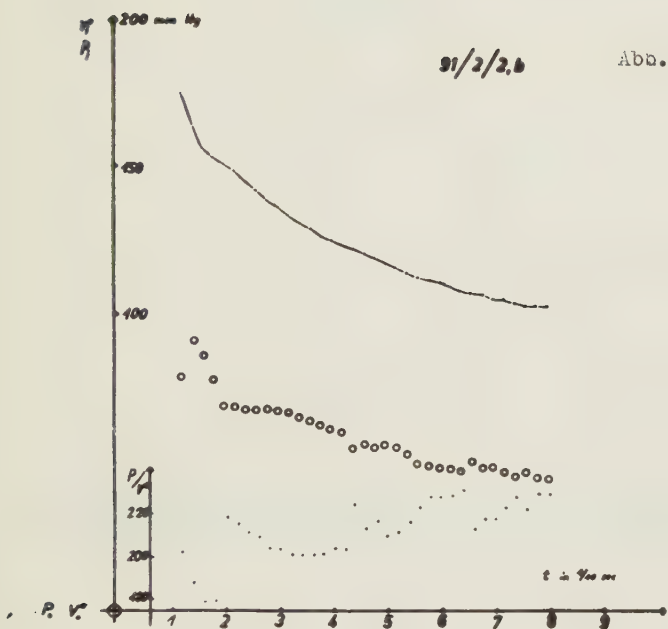


Abbildung Nr. 9

Gleicher Versuch wie Abbildung Nr. 8; Diastole
eines Vaguspulses, Gleichgewichtszustand.



Abbildung Nr. 10

Vagus puls mit sehr niedrigen Drucken. Druck in der Bauch aorta (-.-.-.-), Stromstärke in einer Arteriole von 50μ Innendurchmesser. Quotient aus P/v^* (.....).

95/1/1;2

Abb. Nr. 11

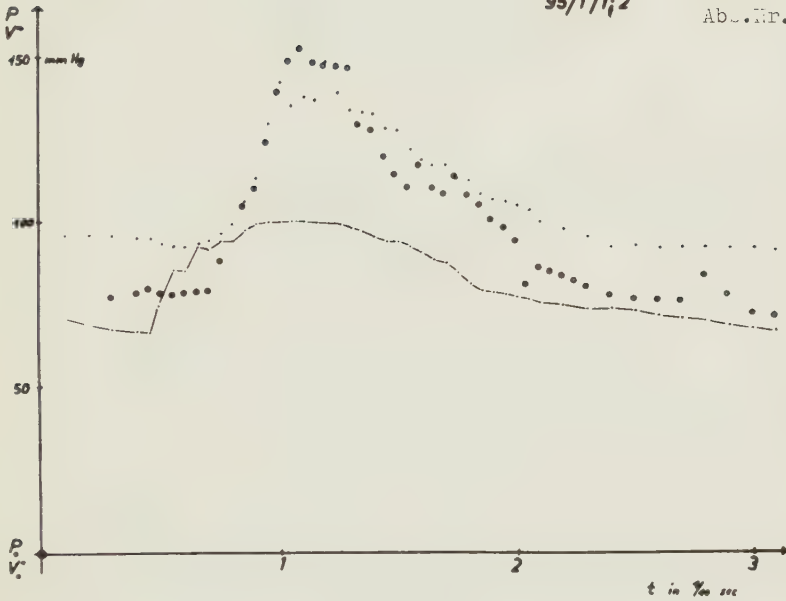


Abbildung Nr. 11

Druck in der Bauchaoorta (— · — · — · —), Erythrocyten-
geschwindigkeit v^* in einer Arteriole von 40μ
(.....). v^* in einer Arteriole von 25μ (.....).
Siehe Text.

95/1/3;4

Abb. Nr. 12



Abbildung Nr. 12

Druck in der Bauchaorta (---),

v^* einer 20μ -Arteriole (.....),

v^* einer Kapillare (.....).

Siehe Text.

LITERATUR-VERZEICHNIS

1. DOUST, J.W.L. and SALNA, M.E.

J. Nerv. ment. Dis. 121 (1955) 511

"A stroboscopic method for estimating nailfold capillary blood flow in the skin of man"

2. HAYNES, R.H. and BURTON, A.C.

Am. J. Physiol. 197 (1959) 943

"Role of the non-Newtonian behavior of blood hemodynamics".

3. HOEHLER, HART und LANGENDORF

Z. exper. Med. 120 (1953) 509

"Photoelektrisches Meßverfahren zur Bestimmung einer Maßzahl für die Gefäßbreite einzelner Kapillaren und deren Durchströmung mit Erythrocyten am intakten Tier".

4. HUTHLE, K.

Pflügers Arch. 162 (1915) 422

"Eine Methode zur Registrierung der Geschwindigkeit des Blutstromes in den capillären Gefäßen".

5. LASZT, L.

Helvet. Physiol. Acta 7 (1949) 197

"Kinematographische Bestimmung der Blutströmungsgeschwindigkeit in feinsten Gefäßen der Conjunctiva und Modellversuche

zur Bestimmung der Grenzgesehwindigkeit, welche vom Auge noeh als Bewegung wahrgenommen werden kann".

6. RENNIE, D. J.

Circulat. Res. 1 (1953) 560

"Pressure-Flow relationship of human blood in capillary tubes at physiologic flow rates".

7. WIDMER, L. K.

Arch. f. Kreislaufforschg. 27 (1957) 54
und Ber. Physiol. 199 (1958) 296

"Zur Strömungsgesehwindigkeit in den kleinsten peripheren Arterien".

8. VOGEL, H.

Helvet. Physiol. Acta 5 (1947) 105

"Die Gesehwindigkeit des Blutes in den Lungencapillaren".

9. MÜLLER, H.K.

Z. f. Biol. 113 (1961) 39

"Über eine Methode zur Durchströmungsregistrierung in einzelnen Kapillaren."

10. SCHROEDER, W.

Arch. exper. Path. und
Pharmakol., 228 (1956) 576

"Ein neues Dauerinfusionsgerät für tierexperimentellen und klinischen Gebrauch".

L e b e n s l a u f

Am 17. April 1936 wurde ich als Sohn des Franz Kehrle und seiner Ehefrau Maria, geb. Heilig, in Nofels / Feldkirch in Österreich geboren.

In Nofels / Feldkirch besuchte ich 4 Jahre die Grundschule. Von 1946 bis 1952 war ich am humanistischen Gymnasium im Kolleg St. Blasien, anschließend, bis zum Frühjahr 1955, am Albertus-Magnus-Gymnasium in Rottweil/Neckar, wo ich die Reifeprüfung ablegte.

Nach einer 2 1/2 jährigen Banklehre bei der Städt. Spar- und Girokasse in Stuttgart begann ich das Studium der Medizin an der Johann Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt a. Main, wo ich nach 11 Semestern das Staatsexamen bestand.

Zur Zeit bin ich als Medizinalassistent am Marienhospital in Stuttgart tätig.

Stuttgart, im Oktober 1963

Yandam Gehrle

Meine Professoren waren:

ALTMANN, Rudolf, Prof. Dr. med.

AMELUNG, Walther, Prof. Dr. med.

ARBEIT, Walter, Prof. Dr. med., Dr. med. dent., Dr. phil.

BETKE, Hans, Prof. Dr. med.

BOENNINGHAUS, Hans-Georg, Prof. Dr. med.

BREHM, Herbert, Priv. Doz., Dr. med.

CHRIST, Paul, Priv. Doz., Dr. med.

DEGKNITZ, Rudolf, Priv. Doz., Dr. med.

DUUS, Peter, Prof. Dr. med.

FREY, Joachim, Prof. Dr. med.

FRICK, Hans, Prof. Dr. med.

FROWEIN, Rolf, Prof. Dr. med.

GEISENDÖRFER, Rudolf, Prof. Dr. med.

GERCHOW, Joachim, Prof. Dr. med.

GRÜNER, Oskar, Prof. Dr. med.

GÜNTZ, Eduard, Prof. Dr. med.

HEINECKER, Rolf, Priv. Doz., Dr. med.

HELLER, Iuz, Prof. Dr. med.

HERZBERG, Kurt, Prof. Dr. med.

HIRSCH, Hans Hellmuth, Priv. Doz., Dr. med.

HOFF, Ferdinand, Prof. Dr. med.

HOLTZ, Peter, Prof. Dr. med.

JÜRGENS, Jörg, Prof. Dr. med.

KESER, Otto, Prof. Dr. med.
KARLAU, Gerhard, Prof. Dr. med.
KROCKE, Wilhelm, Prof. Dr. med.
KUHLENKAMPFF, Caspar, Prof. Dr. med.
LANDES, Erich, Priv. Doz., Dr. med.
LAPP, Heinrich, Prof. Dr. med.
LEONHARDI, Gottfried, Prof. Dr. med.
LEWIN, Herbert, Prof. Dr. med.
LIEB, Wolfgang Albert, Priv. Doz., Dr. med.
LUEF, Karl, Prof. Dr. med.
MITTSMAYER, Richard, Prof. Dr. med.
PELLETER, Ernst Friedrich, Prof. Dr. med.
RADENBACH, Karl Ludwig, Prof. Dr. med.
V. RECKOW, Joachim, Prof. Dr. med. dent.
ROEGER, Wolfgang, Prof. Dr. med.
SCHOBERTH, Hanns, Priv. Doz. Dr. med.
SCHWENGER, Adolf Wilhelm Prof. Dr. med.
STARCK, Dietrich, Prof. Dr. med.
STERNAD, Franz, Prof. Dr. med.
THIEL, Rudolf, Prof. Dr. med.
UNGELBUEER, Edgar, Prof. Dr. med.
WEBER, Wolfgang, Priv. Doz. Dr. med.
WEIBE, Karla, Prof. Dr. med.
WESTERMANN, Erik, Priv. Doz. Dr. med.
WESTERMANN, Hans-Heinrich, Prof. Dr. med.
WEZLER, Karl, Prof. Dr. med.
ZIMMERMANN, Horst, Prof. Dr. med.
ZUTT, Jürg, Prof. Dr. med.

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die der Medizinischen Fakultät Frankfurt/Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

BESTIMMUNG DER STROMSTÄRKE DES BLUTES IN DEN FEINEN
GEFÄßEN DES PANINCHENMESENTERIUMS AUS DER ERYTHROCYTEN-
GESCHWINDIGKEIT

im Institut für animalische Physiologie unter Leitung von Direktor Prof. Dr. med. K. Wezler mit Unterstützung durch Dr. W. Rückemann ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- und ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Vorliegende Arbeit wurde noch nicht veröffentlicht.

Stuttgart, den 25. November 1963

Gerd von Kahl

